

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-011315

(43)Date of publication of application : 18.01.1991

(51)Int.Cl. G02C 7/04
A61F 2/16

(21)Application number : 02-126542 (71)Applicant : ESSILOR INTERNATL (CIE GEN OPT)

(22)Date of filing : 16.05.1990 (72)Inventor : MERCIER JEAN-LOUIS

(30)Priority

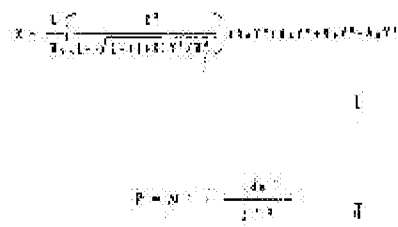
Priority number : 89 8906594 Priority date : 19.05.1989 Priority country : FR

(54) SIGHT CORRECTING OPTICAL ELEMENT SUCH AS IN-EYEBALL IMPLANT, CONTACT LENS OF THE LIKE

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain an adjustable optical device, especially for an in-eyeball implant, by providing a front surface and rear surface, at least one of which is provided with a central part as a rotating aspherical shape with a meridian sectional plane satisfying a specific expression.

CONSTITUTION: The device consists of a sight correcting optical element with the front surface and rear surfaces, at least one of which is provided with the central part in a rotating aspherical form with a meridian part satisfying an expression I. R1, K, A2 to A6 in the expression I are numerical parameters and the parameters selected to give some representative curve to a proximity object P, defined by an expression II with respect to an optical system composed of the optical element and the model of a specific eye (when the optical element is an in-eyeball implant, a crystal lens is excluded). In the expression II, N' is the refractive index of an image medium, f' is the focus of the model of the eye and dx' shows the aberration in sphericity in vertical direction in an image space.



Thereby a focal characteristic is provided at two points expression the state of an accurate sight with respect to a far sight and a near sight, and concerning an intermediate sight between these two sights a user is given a most comfortable sight.

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

③ 公開特許公報(A) 平3-11315

⑫ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)1月18日

G 02 C 7/04
A 61 F 2/16

7029-2H
7603-4C

審査請求 未請求 請求項の数 12 (全10頁)

⑭ 発明の名称 眼球内インプラントまたはコンタクトレンズなどの視力矯正光学要素

⑮ 特 願 平2-126542

⑯ 出 願 平2(1990)5月16日

優先権主張 ⑰ 1989年5月19日 ⑱ フランス(FR) ⑲ 8906594

⑳ 発 明 者 ジヤン ルイ メルシ フランス国 91640 フォンテネイ レ ブリース リュ
エール デュ ボン ビュイト 3

㉑ 出 願 人 エシロール・アンテル フランス国 94028 クレティル セデツクス エシヤ
ナショナル コムパニ 902 リュー トーマス エディソン 1番
ー ジェネラル ドブ
テイク

㉒ 代 理 人 弁理士 中 村 稔 外7名

明 細 書

1. 発明の名称 眼球内インプラントまたはコン
タクトレンズなどの視力矯正光
学要素

2. 特許請求の範囲

(1) 少なくとも一方が、以下の式を満足する子午
断面をもつ回転非球面としての中心部分をもつ、
前面と後面とを有する視力矯正光学要素：

$$x = \frac{1}{B_1} \left(\frac{Y^2}{1 + \sqrt{1 - (1+K)Y^2/B_1^2}} \right) + A_2 Y^4 + A_3 Y^6 + A_4 Y^8 + A_5 Y^{10}$$

上記式において、 B_1 、 K 、 A_2 、 A_3 、 A_4 および
 A_5 は数値パラメータであって、該光学要素と符
定の眼のモデルを含むが、該光学要素が眼球内
インプラントである場合には水晶体が除かれて
いる光学系に対して、該パラメータがある代表
的なカーブを、以下の式：

$$p = N' \cdot \frac{dx'}{f' \cdot x}$$

(ここで、 B' は媒媒体の屈折率であり、 f' は
該眼のモデルの焦点であり、かつ dx' は像空間
における縦方向の球面収差を表す)で定義され
る近傍物体Pに対して与えるように選択され、

・軸からの大きな距離に対しては、該代表的
カーブは、零以下または零に等しい傾きをもち、
かつある規定された基準点を通る垂直線と該基
準点に関して座標(-5、1.5)および(-1.5、
2.75)をもつ点を通る線とに完全に局
在する実質的に真直の第1の部分を含み、

・該軸からの小さな距離に対しては、該代表
的カーブは、該基準点に関して水平座標(-2.5)
と(-4)とをもつ点間にて、ジオプトル軸と
垂直に交叉する第2の部分を含み、かつ

・該軸からの中間的距離に対しては、該代表
的カーブは該第1および第2部分と単調かつ連
続的に合体する子午断面を含む、

(2) 該数値パラメータが、遠視野に対して、該光
学要素と使用する眼のモデルとを含むが、通常
な場合には、水晶体が除かれている該光学系に

- 起因する縦方向の球面収差が、該水晶体で完全なものとされた該眼のモデル単独の収差と実質的に等しくなるように選択される請求項1記載の光学要素。
- (3) 該数値パラメータが、遠視野に対して、該光学要素と使用する該眼のモデルとを含むが、適当な場合には水晶体が除かれている該光学系に起因する縦方向の球面収差が実質的に補償されるように選択される請求項1記載の光学要素。
- (4) 該眼のモデルが、R. ナバロ等の“アノモデル・ジョー・ディペンデントモデルオブザヒューマンアイウィズアスフェリックス”と題する、J. Opt. Soc. Am. A.、1985、2、№8に掲載された論文に記載されているものである請求項1記載の光学要素。
- (5) 中心に非球面をもつ該表面の周辺部がトロイド状表面を含み、その曲率半径が、該トロイド状表面と該非球面とが合体する位置において、該非球面の曲率半径と等しい請求項1記載の光学要素。
- (6) 該非球面が2.35mm以下の半径をもつ円周によって画成されている請求項1記載の光学要素。
- (7) 該像媒体の屈折率が1.336である請求項1記載の光学要素。
- (8) 該眼のモデルの焦点距離が一定である請求項1記載の光学要素。
- (9) 該焦点距離が18~25mmである請求項8記載の光学要素。
- (10) 該焦点距離が21.5mmである請求項9記載の光学要素。
- (11) 眼球内インプラント形状にある請求項1記載の光学要素。
- (12) コンタクトレンズ形状にある請求項1記載の光学要素。

3.発明の詳細な説明 (産業上の利用分野)

本発明は、一般的にいえば視力を矯正するために用いる光学要素に関連する。

より詳しくいえば、本発明は眼球内インプラントに係るが、本発明はまたコンタクトレンズにも応用できる。

(従来の技術)

周知の如く、眼球内インプラントが欠陥のある水晶体の代用品として工夫されている。

この種の眼球内インプラントは、通常調節性をもたない。

例えば、このことは米国特許US-A-4,504,982号の主旨であるインプラント材についていえる。

この米国特許において、関連する眼球内インプラント材の前部中央部分は以下の式を満たす子午断面をもつ回転非球面をなしている：

$$X = \frac{1}{R_1} \left[\frac{Y^2}{1 + \sqrt{1 - (1+K)Y^2/R_1^2}} \right] + A_2 Y^4 + A_4 Y^6 + A_6 Y^8 + A_8 Y^{10}$$

ここで、R、K、A₂、A₄、A₆およびA₈は数値パラメータである。しかし、この眼球内インプラントを全体としてみれば、一定の能力のものであり、該問題とする数値パラメータは単に縦方向の球面収差の大部分が矯正されるように選ばれているに過ぎない。

同様に、米国特許第4,769,033号の開示する眼球内インプラント材は、これが2焦点レンズであることから、遠方視と近方視との間の中間的視野に対して何の配慮もなされていないという点で、調節能力に欠けている。

調節性の全くないこの種の眼球内インプラントの明らかな欠点は、これらがあらゆる種類の視野に対して本来的に不十分であることであり、そのために、特に一定の能力しかもたない眼球内インプラントの場合には必要に応じて眼鏡を掛けることが必要とされる。

調節可能な眼球内インプラントが米国特許第4,710,193号に記載されている。

しかし、この眼球内インプラントは屈折性のデ

バイスであって、現実に見えない色収差をもたらす。

(発明が解決しようとする課題)

本発明の目的は調節可能な光学デバイス、特に眼球内インプラントを提供することであり、これは上記欠点を全く示さないものである。

今日まで、眼球内インプラントの設計上の計算は、本質的に、空気中で屈立したインプラントにつき、該インプラントに要求される単一の屈折力に基づき、しかも該インプラントが眼の中で生ずる縦方向の球面収差には考慮を払わずになされている。これに対し、本発明では、一屈固定されてしまえば、この種の眼球内インプラントが光学系の一要素となりその他の要素が注目する眼の一部であると考え、また、計算によって予想されるように、この光学系内で所定の縦方向の球面収差を生ずるに必要な表面形状を該眼球内インプラントに付与するという点で上記公知の考え方と異っている。

眼の各要素、従ってその特性は人毎に変化する

この一般式において、 R_1 、 K 、 A_1 、 A_2 、 A_3 および A_4 は数値パラメータであって、該光学要素と特定の眼のモデルとからなる(但し、該光学要素が眼球内インプラントである場合には水晶体を除く)光学系に対して、該パラメータがある代表的なカーブを、以下の式:

$$P = N' \cdot \frac{dx'}{f'}$$

(ここで N' は像媒体の屈折率であり、 dx' は像空間における縦方向の球面収差であり、かつ f' は該眼のモデルの焦点である)で定義される近接物体Pに対して与えるように選択され、

・軸からの大きな距離に対しては、該代表的カーブは、零以下または零に等しい傾きをもち、かつ完全に、ある規定された基準点を通る垂直線と該基準点に関して座標(-5、1.5)および(-1.5、2.75)をもつ点を通る斜線との間に局在する実質的に真直の第1の部分を含み、

・該軸からの小さな距離に対しては、該代表的

という問題がある。

本発明は、また基準として特定の眼のモデルを使用することをも提案する。

これは、好ましくはR. ナバロ(NAVARO)等による、"アコモデーションディペンデントモデルオブザヒューマンアイウィズアスフェリックス (Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics)"と題する論文(J. Opt. Soc. Am. A, 1985 (8月) 2, No 8)に記載された眼のモデルである。

尚、このモデルの代りに別の眼のモデルも同様に問題なしに適用することができる。

(課題を解決するための手段)

本発明は、少なくとも一方が以下の式を満足する子午部分をもつ回転非球面形状の中心部分をもつ、前面と後面とを有する視力矯正光学要素からなる:

$$K = \frac{1}{R_1} \left[\frac{Y^4}{1 + \sqrt{1 - (1+K)Y^2/2}} \right] + A_1 Y^4 + A_2 Y^6 + A_3 Y^8 + A_4 Y^{10}$$

カーブは、該基準点に関して水平座標(-2.5)と(-4)をもつ点間にて、ジオプトル軸と垂直に交叉する第2の部分を含み、かつ

・該軸からの中間的な距離に対しては、該代表的カーブは該第1および第2部分と連続にかつ連続的に合体する子午部分を含む。

本発明の光学要素とこれを透過した眼とを含む光学系は遠方視と近方視とに対する正確な視力状態を表す2点において焦特性をもち、上記2つの視野間の中間的視力についても最適な使用者の快適さを与える可能性をもつ。

特に、欠陥のある水晶体と置換された眼球内インプラントの場合には、本発明は眼の失った調節機能の真の復興を達成する一方で自然に受け入れられる限界内に縦方向の球面収差を維持する。

第1の態様において、遠方視に対する縦方向の球面収差は眼自身の収差である。

第2の態様において、これは適宜補正される。

この後者の場合において、近方視は有利には遠方視に対して安定化される。

本発明、その特徴並びに利点は、添付図面を参照して記載される、非限定例的实施例として与えられるにすぎない以下の記述から明らかとなろう。

第1図～第3図および関連する第6図は、治療した眼11の水晶体と置換された眼球内インプラント10に対する本発明の適用例を示すものである。

第1図は眼11の角膜12、その虹彩13、前に水晶体を収納していた房14および網膜15を示している。

本発明による眼球内インプラント10は、図示された好ましい態様において、眼11の前眼房16に、即ち角膜12と虹彩13との間の眼の部分に差し込まれている。

公知の様式で、この眼球内インプラント10は前面17と後面18とを有している。また、該インプラントはその端部であって直線方向に対向する位置に2つの弾性変形可能なアーム20を備えている。これらアームの各々はS字型で、かつ虹彩13の根部における眼11の毛様体に支持され

るように設計されている。

対応する配列は周知であるが、それ自体本発明のいかなる部分を構成しないので、これ以上ここでは記載しない。

ところで、これらは、特にアーム20の配置および／または個数について様々な態様が可能である。

また、公知の様式で、この眼球内インプラント10はメチルメタクリレートポリマーなどの合成材料から作ることができる。

今、該インプラントを作製した材料の屈折率を n とし、その軸を A とする。

第1図～第3図に示した態様において、本発明の眼球内インプラント10は両凸型である。

その前面17の中央部分は以下の式を満たす子午部分をもつ回転非球面22である。

$$x = \frac{1}{R_1} \left(\frac{y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + K) y^2 / R_1^2}} \right) + A_3 y^4 + A_5 y^6 + A_7 y^8 + A_9 y^{10}$$

ここで R_1 、 K 、 R_2 、 R_3 、 R_4 および R_5 は数値パラメ

ータである。

実際のところ、 R_1 は基準球の曲率半径に対応し、 K は一定の円錐体角に対応し、かつ A_3 、 A_5 、 A_7 および A_9 は後に説明されているような非球面性パラメータに対応する。

実際に、非球面22は、最大値235 μ mをもつ半径 R_1 の円筒に画成される。

これ以外の前面17の周辺部は非球面22と接線方向に合体しているトロイド状面23を含み、その曲率半径は該非球面と合体している部分において非球面の曲率に等しい。

ここで、 R_2 でこの曲率半径を表すものとし、かつ x_2 および y_2 が対応する中心の座標を表すものとする。

このトロイド状面23は、任意の偏心率および／または大きな(5.5 μ mを超える)直径の瞳孔の重大性をうまく最小化する。

これは、また非球状中央面22外の変形を調節することを可能にするという利点をも有している。

事実、このトロイド状面23は、順次3 μ m程度

の半径 R_2 の円筒によって画成される。

該トロイド状面の外方に、眼球内インプラント10は簡単な環状のビート24を形成し、そこからアーム20が伸びている。

第1～3図に示した態様において、眼球内インプラント10の後面18は球状である。

ここで、該後面18の半径を R_2 とする。

最後に該後面の軸 A 上でのその厚さを L で表すものとする。

眼球内インプラントのパラメータ R_1 、 K 、 R_2 、 A_3 、 A_5 および A_7 を設定する。本発明のインプラントの設計上の計算は特定の眼のモデルに関連している。

上述したように、このモデルは R_1 、ナバロ等の眼のモデルであることが好ましい。

このモデルは第4図に模式的に図示されており、第4図には角膜12、虹彩13および網膜15が示されている。

第4図には水晶体25の模式的表示も含まれている。

以下に、例として、この眼のモデルの（上記文獻に指定されている）寸法上の特徴を列挙する。

- ・角膜12の前面の半径 R_1 ：1.72 mm；
- $k = -0.26$ ；
- ・角膜12の後面の半径 R_2 ：6.5 mm；
- ・角膜12の厚さ E_2 ：0.55 mm；
- ・角膜12の後面から水晶体25の前面までの距離：3.95 mm；
- ・水晶体25の前面の半径 R_3 ：10.2 mm；
- $K = -3.1316$ ；
- ・水晶体25の後面の半径 R_4 ：-6 mm；
- $K = -1$ ；
- ・水晶体25の厚み E_5 ：4 mm；
- ・水晶体25の後面から網膜15までの距離 D_5 ：-16.341 mm；
- ・網膜15の半径 R_5 ：-12 mm；
- ・角膜12の屈折率 n_2 ：1.367；
- ・角膜12と水晶体25との間の媒の屈折率 n_3 ：1.337；
- ・水晶体25の屈折率 n_4 ：1.42；

便宜的に、焦点距離 f' は一定であると仮定する。その変動の影響は実際上無視できる。

焦点距離 f' は、例えば18～25 mmである。

この好ましい値域においては、21.5 mmという任意的な値を選択する。

上記のことを基礎として、点毎に該近方物体Pを表すカーブを設定するのに光線追跡プログラムを用いることができる。

これと同じ方法が、第1図に特定の眼について図示したように、問題とする光学要素と第4図に示されたような所定の眼のモデル（本例におけるように、問題とする光学要素が眼球内インプラント10である場合には、水晶体は除かれている）とを含む光学系に適用される。

しかし、本発明によれば、第1図～第3図に示した眼球内インプラント10に対して第6図に図示したように、数値パラメータ R_1 、 K 、 n_2 、 n_3 、 n_4 および n_5 を、次いで、この光学系に対して、これらパラメータが上記のように近接物体Pに対する以下のような代表的カーブを与えるように選択

- ・水晶体25と網膜15との間の媒の屈折率 n_3 ：1.336；

第5図において、ジオプトル D で表したこのモデル1の近接物体Pが水平軸に対してプロットされており、またmmで表した軸からの距離Hが垂直軸にプロットされている。

いかなる球面収差もない状態において、軸Aに平行で、軸Aからの距離Hにある光線Fは網膜15において軸Aと交叉する。

実際に、第4図に模式的に示したように、対応する像空間には幾らかの縦方向の球面収差 dx' が存在する。

この計算で用いる近接物体Pは以下の式で定義される：

$$P = \frac{N' \cdot dx'}{f' \cdot t}$$

ここで、 N' は像媒体の屈折率であり、 f' は該眼のモデルの焦点距離である。

実際には、 N' は1.336である。

される。即ち、

- ・軸からの大きな距離に対しては、該代表的カーブは零以下または零に等しい傾きをもち、かつ規定された基準点に対して座標（-1、1.5）および（-1.5、2.75）をもつ点を通る斜線と該基準点を通る垂直線との間に完全に局在する実質的に真直ぐの第1の部分を含む；

- ・該軸からの小さな距離に対しては、該代表的カーブは該基準点に関して水平座標（-2.5）と（-4）とをもつ点間にてジオプトル軸と垂直に交叉する第2の部分を含む；かつ

- ・該軸からの中間的距離に対しては、該代表的カーブは該第1および第2断面と単断かつ連続的に合併する子午部分を含む。

本発明の理解を容易にするために、近方物体カーブPの部分 T_I および T_{II} が存在すべきセクタは第6図～第18図では斜線を施してある。

部分 T_I は遠方視に、また部分 T_{II} は近方視に夫々対応している。

実際には、治療すべき眼11の軸方向の深さお

よび／またはその角速度の曲率半徑に応じて、遠方視は、近方物体カーブPを該ジオプトル軸に沿って移動することにより、換言すれば選ばれた基準点 θ に相対的に適宜ジオプトルを加えることにより、必要に応じて調節される。

この調節を達成するのに必要なのは、問題とする球面の一つの半径を適宜に調節することだけである。

この面は球状後面18であり得る。

しかし、同様に前面17をもつ非球面22の基本球の半径 R_1 をもつ面であってもよい。

第6図に示した態様において、この非球面22を規定するパラメータ R_1 、 K 、 A_1 、 A_2 、 A_3 および A_4 は、実際には以下のようにして選択される。即ち、遠方視（部分 T_1 ）に対しては、この光学要素と使用した眼のモデル（ここで該光学要素は眼球内インプラント10であるので水晶体は除かれている）とを含む光学系による縦方向の球面収差が、水晶体をもつ完全な眼のモデルのみの収差と実質的に同じになるように選択される。

き数値パラメータは、以下のように選択される。即ち、遠方視に対して、該光学要素と使用する眼のモデル（ここで、水晶体はこの場合のように該光学要素が眼球内インプラント10である場合には除かれている）とを含む光学系による縦方向の球面収差が全体として補正されるように選択される。

従って、対応する近方物体カーブPの部分 T_1 は実質的に垂直となる。

最後に、本発明の光学要素は、眼球内インプラントとして用いる以外に、全く同様にコンタクトレンズとしても用いられる。

この場合、使用する眼のモデルの水晶体は勿論保持されている。

表I₁およびI₂は、第6図～第13図を参照して、本発明の様々な光学要素の性質、およびこれらが差込まれる眼様並びに該要素の数値パラメータを示す。これら要素の移植態様は“前眼房”である場合には略号“AC”で、また“後眼房”である場合には略号“PC”で表す。

換言すれば、得られる近方物体カーブPの部分 T_1 は使用した眼のモデルの近接物体カーブPの対応する部分と実質的に同一の形状をもつ。

とにかく、このモデルと本発明の光学要素とを含む光学系の近接物体カーブPがこのようにして決定されてしまえば、自動的最適化プログラムが使用すべき数値パラメータの値の決定に使用でき、特に適宜最小二乗法を用いた最適化プログラムが使用できる。この技術は当分野の当業者には周知である。

本発明の眼球内インプラント10は両凸型である以外は凸-平型であってもよく、その後面13は平面とみてよい程に十分大きな半径 R_2 をもつ。

全く同様に平-凸型であってもよく、従ってこの場合その前面17の非球状中央部22の基本球の半径 R_1 は比較的大きい。

更に、治療すべき眼11の前眼房16に差込む代りに、本発明の眼球内インプラント10は全く同じように後眼房中に差込むことができる。

また、本発明の第2の態様において、決定すべ

勿論、本発明はこれらの実施例により制限されることはない。

11

インダ サント	E_1	E_2	E_3 $\times 10^{-2}$	E_4 $\times 10^{-2}$	E_5 $\times 10^{-4}$	E_6 $\times 10^{-4}$
実験例 1 両口型 (ソフト)	13.450	-132.066	-6.1734521	0.5580332	-0.7577463	0.3000454
実験例 2 両口型 (ソフト)	6.095	-24.503	-0.9002207	0.8369998	-1.1110028	0.5265252
実験例 3 第一口型 (ソフト)	40.000	-3602.10	-0.4109209	0.9590999	-0.9001179	0.3378693
実験例 4 両口型 (ソフト)	12.056	-146.977	-0.1223159	0.5850626	-0.6674620	0.2301316
実験例 5 両口型 (ソフト)	5.526	-14.4675	-0.0512561	0.4330111	-1.458438	0.7497366
実験例 6 第一口型 (ソフト)	30.000	-1406.67	-0.5265831	1.219160	-1.406936	0.6060235

我

材料	R_s	N_s	E_s	E_p	k_s	V_s	鋼
炭素鋼 1 鋼 JIS S45C	-14	1.4920	0.78	32.7362	32.1130	-0.8122	6
炭素鋼 2 鋼 JIS S55C	40	1.4920	0.79	7.4785	7.4444	-0.0287	1
炭素鋼 3 鋼 JIS S55C	-8.047	1.4920	0.78	20.4506	20.4538	1.4640	8
平鋼 4 鋼 JIS S55C	-12.5	1.4920	0.78	45.3353	45.2306	-2.3653	9
炭素鋼 5 鋼 JIS S55C	40	1.4920	0.80	6.7762	6.7850	-0.0184	19
炭素鋼 6 鋼 JIS S55C	7.555	1.4920	0.78	17.0687	17.0671	1.6757	11

11

天満橋7 商店ビル	AC	13.418	145.681	-0.1241714	0.5009515	-0.6840913	0.3231505	12
天満橋8 天満橋ビル	AC	6.196	12.8263	-0.0153428	0.7436625	-1.087136	0.5192035	13
天満橋9 天満橋ビル	AC	40.009	3691.44	-0.3758112	0.5819101	-0.5171569	0.1082432	14
天満橋10 商店ビル	PC	12.149	182.152	-0.1261559	0.5283329	-0.7106776	0.3238733	15
天満橋11 天満橋ビル	PC	5.548	12.5916	-0.0322765	0.8435013	-1.344859	0.7086764	16
天満橋12 第一ビル	PC	40.000	3722.72	-0.5627028	1.135582	-1.357086	0.6273519	17
天満橋13 ビル		7.24	-6.90437	-0.0355234	0.2459409	-0.29881221	0.1164769	18

我

東海線7 両のりつ	AC	-14	1.4920	0.77	75.3368	75.6005	-3.9138	12
東海線8 両のりつ	AC	40	1.4920	0.77	8.5249	0.5058	-0.2525	12
東海線9 両のりつ	AC	-8.028	1.4920	0.76	-15.2978	-15.3005	7.4775	14
東海線10 両のりつ	PC	-12.5	1.4920	0.77	124.6802	124.3391	-8.5209	15
東海線11 両のりつ	PC	40	1.4920	0.78	7.6573	7.6465	-0.1999	16
東海線12 両のりつ	PC	-7.695	1.4920	0.77	-11.3372	-11.3455	1.4363	17
東海線13 両のりつ		7.7209	1.337	0.22				18

4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の光学要素を取付けた眼の軸方向の断面を示す図であり、

第2図は、拡大して示したこの光学要素の平面図であり、

第3図は第2図のラインIII-IIIでとった該光学要素の軸方向の断面を示し、

第4図は一部軸方向の断面で示した、本発明で使用する眼のモデルの部分図であり、

第5図は、孤立状態での、該眼のモデルの近接物体のカーブに係る図であり、

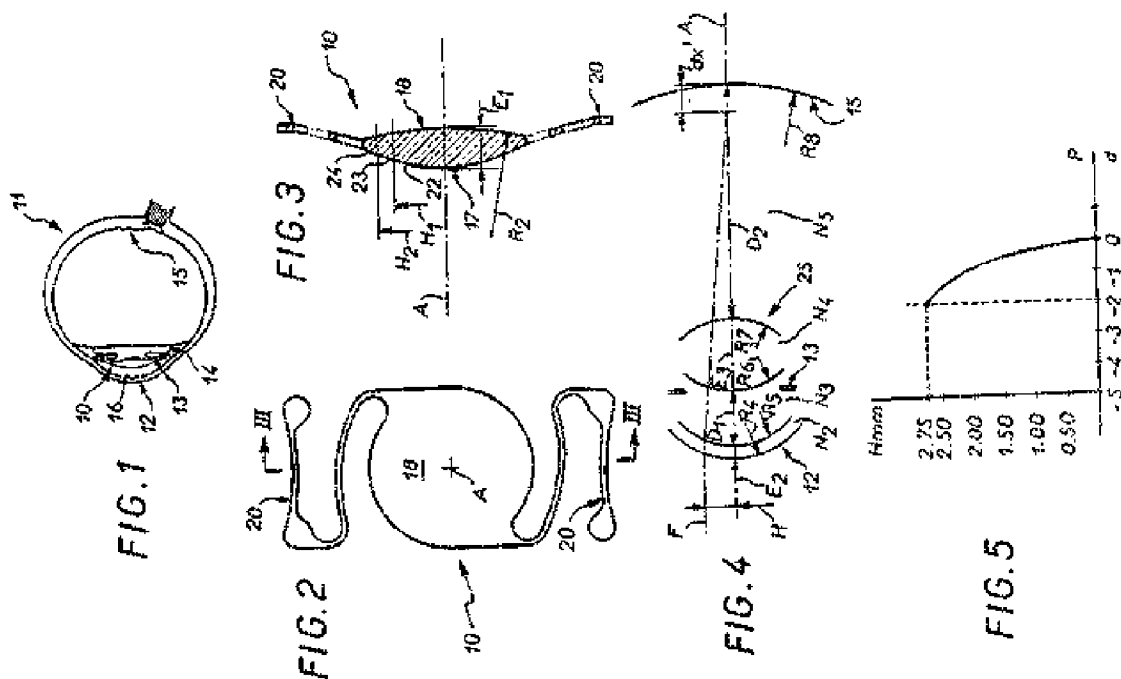
第6図は、この眼のモデルと本発明による光学要素とを含む光学系の近方物体カーブに係る第5図と同様な図であり、および

第7図～第18図は、本発明による他の光学要素に対する第6図と同様な図である。

(主な参照番号)

- 10…眼球内インプラント；
- 11…眼；
- 12…角膜；

- 15…網膜；
- 16…前房；
- 17…前酒；
- 18…後面；
- 20…アーム；
- 22…非球面；
- 23…トワイド状態；
- 25…水晶体；



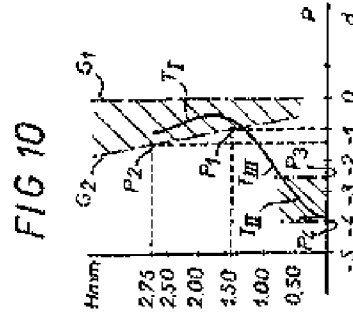
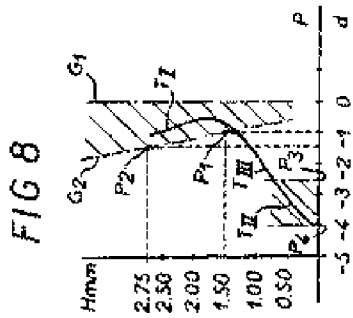
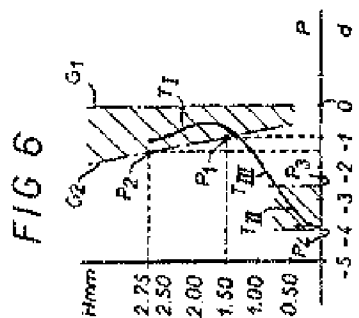
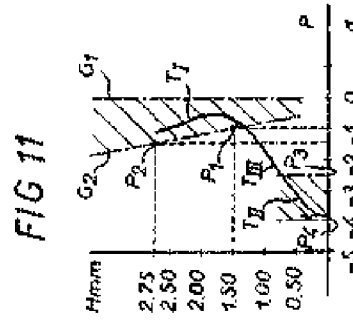
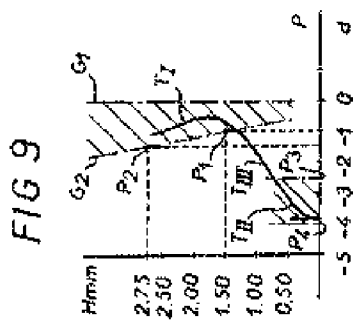
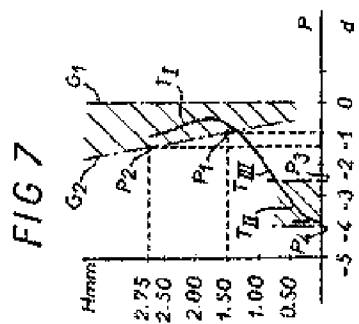


FIG 13

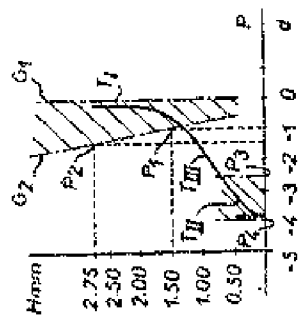


FIG 12

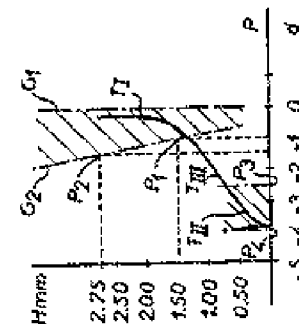


FIG 14

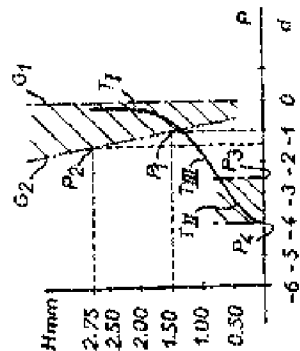


FIG 15

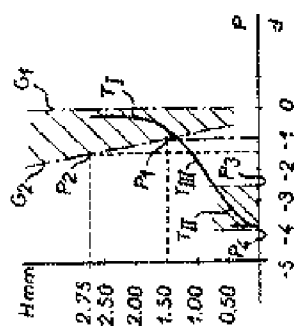


FIG 16

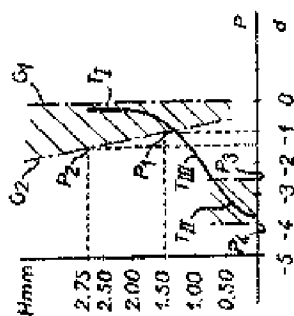


FIG 17

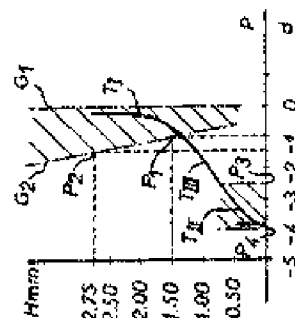


FIG 18

